

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 03-272738

(43)Date of publication of application : 04.12.1991

(51)Int.Cl. A61B 5/05

A61B 5/055

(21)Application number : 02-173164 (71)Applicant : SHIMADZU CORP

(22)Date of filing : 30.06.1990 (72)Inventor : SHIBATA KENJI

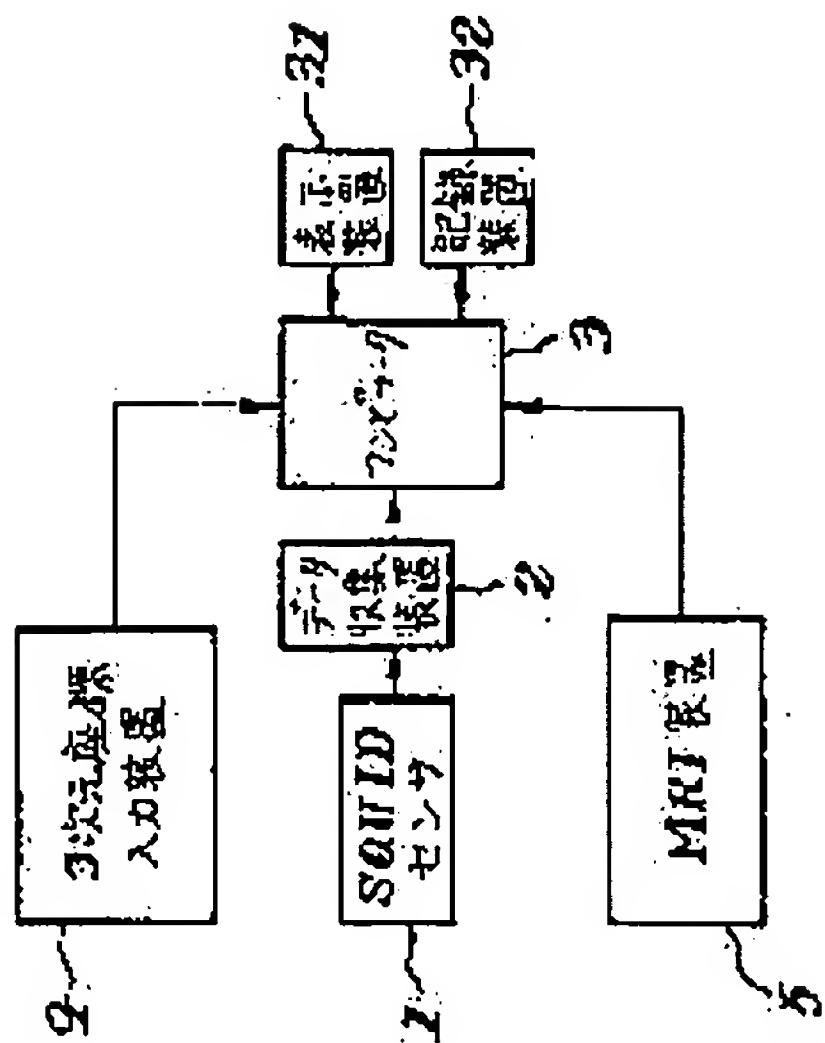
KAJIWARA SHIGEKI

(30)Priority

Priority number : 402 5070 Priority date : 28.02.1990 Priority country : JP

(54) BRAIN MAGNETIC FIELD MEASURING DEVICE

(57)Abstract:



PURPOSE: To provide a brain magnetic field measuring device which facilitates arresting the active sections of a brain over a brain surface configuration by employing a device which displays both electric current dipoles and SQUID sensors over the image of the brain surface configuration obtained by an MRI

device.

CONSTITUTION: The multi-sliced images of the brain of a testee are photographed by a MRI device 5, and the picture of his brain surface configuration is also taken, so that these data are inputted into a computer 3. In the second place, brain magnetic fields at the respective measuring points of the brain are measured by a SQUID sensor 1. Three dimensional positions and directions in a head coordinate system are inputted into the computer 3, so that the coordinates of measured points in the head coordinate system are thereby obtained by way of the coordinate of a oscillator. After the positional relation of the measured points has been made clear, the magnetic field of the brain is measured by the

SQUID sensor 1, the result is then inputted into the computer 3 via a data collecting device 2 so that current dipoles thereby work out. Obtained electric current dipoles and sensors are projected onto a cerebral cortex approximate model so as to be displayed on the image of the brain surface configuration. By this constituting, the positional relation of brain active sections over the brain surface configuration can be accurately arrested with ease.

⑫公開特許公報(A) 平3-272738

⑮Int.Cl.⁵A 61 B 5/05
5/055

識別記号

府内整理番号

A 8826-4C

⑯公開 平成3年(1991)12月4日

7831-4C A 61 B 5/05 380
7831-4C 390

審査請求 未請求 請求項の数 1 (全6頁)

⑭発明の名称 脳磁計測装置

⑬特 願 平2-173164

⑭出 願 平2(1990)6月30日

優先権主張 ⑬平2(1990)2月28日 ⑭日本(JP) ⑬特願 平2-50704

⑮発明者 芝田 健治 京都府京都市中京区西ノ京桑原町1番地 株式会社島津製作所三条工場内

⑮発明者 梶原 茂樹 京都府京都市中京区西ノ京桑原町1番地 株式会社島津製作所三条工場内

⑯出願人 株式会社島津製作所 京都府京都市中京区西ノ京桑原町1番地

⑰代理人 弁理士 佐藤 祐介

明細書

1. 発明の名称

脳磁計測装置

2. 特許請求の範囲

(1) SQUIDセンサと、該SQUIDセンサの頭部座標系に関する3次元的な位置・方向を入力する装置と、頭部の内部を撮像するMRI装置と、該MRI装置で得たデータより作成した頭部の近似モデルを用いて上記SQUIDセンサから得た脳磁界測定データ及び上記の位置関係データより電流双極子を算出する演算装置と、該電流双極子及び上記SQUIDセンサを、上記MRI装置で得た脳表構造画像上に表示する装置とを備えることを特徴とする脳磁計測装置。

3. 発明の詳細な説明

【産業上の利用分野】

この発明は、人間などの脳において発生する磁界を計測し、脳の活動部位を推定する装置に関するもの。

【従来の技術】

従来より、人間の脳において発生する磁界を計測することにより脳活動部位の位置を求めることができ研究されており、てんかんの位置推定、自発脳磁(とくに α 波)の研究、誘発脳磁の研究等、臨床医療に応用されている。

脳磁界は、SQUID (Superconducting Quantum Interference Device: 超電導量子干渉型デバイス) センサを用いて計測される。多數の測定点において脳磁界の測定を行うとともに、その磁界計測点と頭部との関係を求め、等磁界地図を作成する。他方、MRI装置などを用いて得た頭部画像を撮影し、その頭部画像より頭部に近似するモデルを作成する。そしてそのモデルについて複数の電流双極子の位置・大きさ・方向を仮定し、それら電流双極子群が上記脳磁界の計測点に作る磁界分布と上記の等磁界地図との差が最小になるような電流双極子群を求める。こうして求めた電流双極子群の各位置・方向をMR画像などの上に表示する。

この場合、電流双極子は脳表構造上に求めるこ

とができれば脳活動部位のより正確な把握ができる。そのため、測定のために位置決めされたSQUIDセンサの脳表構造全体に対する位置関係を知ることが必要となる。従来では、MR精密スライス画像から脳表3次元画像を作り、この像の上でSQUIDセンサの位置・方向を求めることが考えられている。

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、MR精密スライス画像から脳表3次元画像を作る場合、脳表面の輪郭抽出が必要であるが、精密スライス画像上の脳表面の輪郭抽出は簡単なしきい値処理では求められないため、オフラインでマニュアルによる輪郭抽出作業が必要となって多大の時間と労力を費やさなければならぬという問題がある。

この発明は、時間や労力をかけることなく、脳表構造に対するSQUIDセンサ位置・方向を把握でき、脳表構造上での脳活動部位の位置を捉えることを容易にする、脳磁計測装置を提供することを目的とする。

データより頭部の近似モデルが作成され、上記の脳磁界測定データとその測定点データを用いて、その近似モデル上で電流双極子が算出される。

この電流双極子及びSQUIDセンサは、MRI装置によって撮像した脳表構造画像上に表示される。

そこで、電流双極子及びSQUIDセンサの、脳表構造画像に対する位置関係の把握が可能になる。

このように、電流双極子が脳表構造画像上に表示されるので、脳活動部位の把握が正確にできる。

【実施例】

つぎにこの発明の一実施例について図面を参照しながら説明する。第1図に示すように、この発明の一実施例にかかる脳磁計測装置は、SQUIDセンサ1と、データ収集装置2と、コンピュータ3と、3次元座標入力装置4と、MRI装置5と、CRTディスプレーなどの表示装置31と、磁気ディスク、光ディスク等の記録装置32とから構成される。

【課題を解決するための手段】

上記目的を達成するため、この発明による脳磁計測装置においては、SQUIDセンサと、該SQUIDセンサの頭部座標系に関する3次元的な位置・方向を入力する装置と、頭部の内部を撮像するMRI装置と、該MRI装置で得たデータより作成した頭部の近似モデルを用いて上記SQUIDセンサから得た脳磁界測定データ及び上記の位置関係データより電流双極子を算出する演算装置と、該電流双極子及び上記SQUIDセンサを、上記MRI装置で得た脳表構造画像上に表示する装置とが備えられている。

【作用】

SQUIDセンサにより脳磁界の測定が行われ、同時にその測定点、つまりSQUIDセンサの頭部座標系に関する3次元的な位置・方向が入力される。

他方、MRI装置により、頭部の内部が撮像される。

MRI装置によって得たマルチスライスMR像

第2図の動作フローチャートを参照しながら説明すると、まず最初のステップで、MRI装置5により被検者の頭部のマルチスライス撮像が行われ、また脳表構造撮影が行われる。これらの画像データはコンピュータ3に取り込まれる。

マルチスライス画像のデータは頭部の3次元的な構造を表すため、コンピュータ3ではこれを用いて頭部の近似モデルが作成される。

他方、脳表構造撮影は、T2強調を利用した撮像法により行われ、第4図に示すような脳表構造を表すトランスバース像、サジタル像、コロナル像が得られる。これらトランスバース像、サジタル像、コロナル像の各スライス位置は第3図A、Bに示されるようなものである。スライス厚さDはたとえば6~8cmとする。なお、このT2強調を利用した脳表構造撮像法については、「高速T2撮影法(STERF)を用いた脳表撮像法」(日医雑誌Vol.9 Supplement-2 p105 1989)、「MRIによる脳表構造撮像法の考案」(日医雑誌Vol.9 No.3 p215-224 1989)などに詳しい。

つぎに SQUID センサ 1 を用いて頭部各測定点における脳磁界の測定を行う。その各測定点つまり SQUID センサのコイルの、頭部座標系における 3 次元位置・方向を入力する。

そのため、3 次元座標入力装置 4 を用いる。この 3 次元座標入力装置は、発信器側で 3 軸直交コイルを用いて直交 3 軸方向に磁場を形成し、その磁場中に 3 軸直交コイルを有する移動可能な受信器を置いて 3 軸方向の磁場強度を計測することにより、発信器によって形成された磁場による直交 3 次元座標（発信器座標）における受信器位置を求めることが原理とするものである。

たとえばこの発信器を SQUID センサ 1 が収納されたデュワーの外側面の適当な位置に取り付け、移動可能な受信器をセンサのコイルに対応した位置に置くことによって発信器座標におけるコイル位置・方向の入力を行う。すなわち、あらかじめデュワー内部のセンサのコイルの位置及び方向を表すようなマーク等を、デュワー外側面において設けておいて、その位置に受信器を置くこと

・方向を仮定し、この仮定した電流双極子が近似モデル上で作る磁束密度分布と計測した磁束密度分布との 2 乗誤差が最小になるような電流双極子の大きさ・位置・方向を求めることによって、算出することができる。

こうして求められた電流双極子、及びセンサ（コイル）は大脳皮質近似モデルへ投影された上、第 4 図のように脳表構造画像上に表示される。この例では SQUID センサとして 7 チャンネルの検出コイルを有するものが使用されており、7 つのコイルの位置が算出され、その像が第 4 図の点線のように脳構造画像上に表示されている。ここではセンサのコイル（円とは限らず正方形や長方形などがある）を MR スライス面に投影した像として表示されており、これにより方向が分かる。MR 画像を白黒画像で表示し、コイルの投影像をカラーで表示すれば、その位置・方向の把握はより容易となる。この場合の SQUID センサのセッティング位置は、右手首刺激の誘発脳磁計測のためのものである。この第 4 図ではコイルの像の

によりコイル位置・方向の入力を行うのである。

さらに、MR 画像上に現れる頭部特徴点（NASION、INION、左右耳上部付け根など）を通る直交 3 軸により頭部座標系を構成するものとし、これらの特徴点に受信器を置くことにより、発信器座標における特徴点の位置の入力を行う。これらの入力データはコンピュータ 3 に取り込まれ、発信器座標系を媒介として、頭部座標系における測定点座標（コイルの位置・方向）が求められることになる。また、特徴点は MR 画像上に現れるため、MR 画像は頭部座標系で表現されるとも言えるので、MR 画像上に対するコイル位置・方向も把握できることになる。

こうして測定点の位置関係が把握された上で、SQUID センサ 1 による脳磁界の計測が行われ、そこで得られた脳磁計測データはデータ収集装置 2 を介してコンピュータ 3 に取り込まれ、コンピュータ 3 では電流双極子の算出が行われる。この電流双極子はたとえば、先に作成した頭部に近似する適当なモデル上に電流双極子の大きさ・位置

みが表示されているが、電流双極子は矢印などのマークにより表示される。

ここで、脳表構造画像上へのセンサ（コイル）の画像の投影について、第 5 図及び第 6 図に示すようなサジタル像への投影を例にして詳しく説明する。まず、第 5 図で示すように、マルチスライスの MR 画像より大脳皮質に近似する球（あるいは橢円）などの適当なモデル 51 を、頭部座標系（x - y - z）において作成しておいて、センサ 53（正確にはその先端に配置されたコイル）をこのモデル 51 上に投影する。センサ（コイル）53 の位置・方向は上で述べたように頭部座標系において求められているので、これが可能となる。モデル 51 上での投影点 54 は、つぎに脳表構造画像（この場合スライス面 52 のサジタル像）上の点 55 に投影される。このようにセンサ 53 の投影されたサジタル像は第 6 図のようになる。第 6 図で点線が投影されたコイル形状を表す。

この脳表構造画像では、上記したようにスライス面 52 の厚さが比較的厚く、これが 1 枚の画像

として現れるため、その厚さ方向の位置情報を持たない。そこで、第7図に示すように、このセンサ(コイル)53の画像をサジタル像のスライス面52上に表示するとき、センサ(コイル)53に関するスライス面52内の2次元位置情報を使用して投影するならば、センサ(コイル)53の方向がスライス面52に対して傾いていることが無視され、第8図に示すように脳表構造画像に対するセンサ(点線で示す)の位置がずれてしまうという不都合がある。このことは電流双極子を表示する場合でも同様である。

上記の第5図及び第6図で説明したように表示することにより、この位置ずれという不都合が解消され、厚さ方向の位置情報を持たない脳表構造画像上に3次元的な位置情報を与え、センサ(コイル)及び電流双極子の表示を正確に行うことができる。したがって、立体画像や3方向画像を用いなくても、1方向の脳表構造画像のみでも、センサ及び電流双極子の位置関係を正確に捉えることが可能となる。このように脳活動部位と脳表構

造との3次元的位置関係が明確になるため、とくに誘発脳磁の解明に役立つ。

【発明の効果】

この発明の脳磁計測装置によれば、時間や労力をかけることなく、脳表構造に対するSQUIDセンサ及び算出された電流双極子の位置関係を正確に把握できる。

4. 図面の簡単な説明

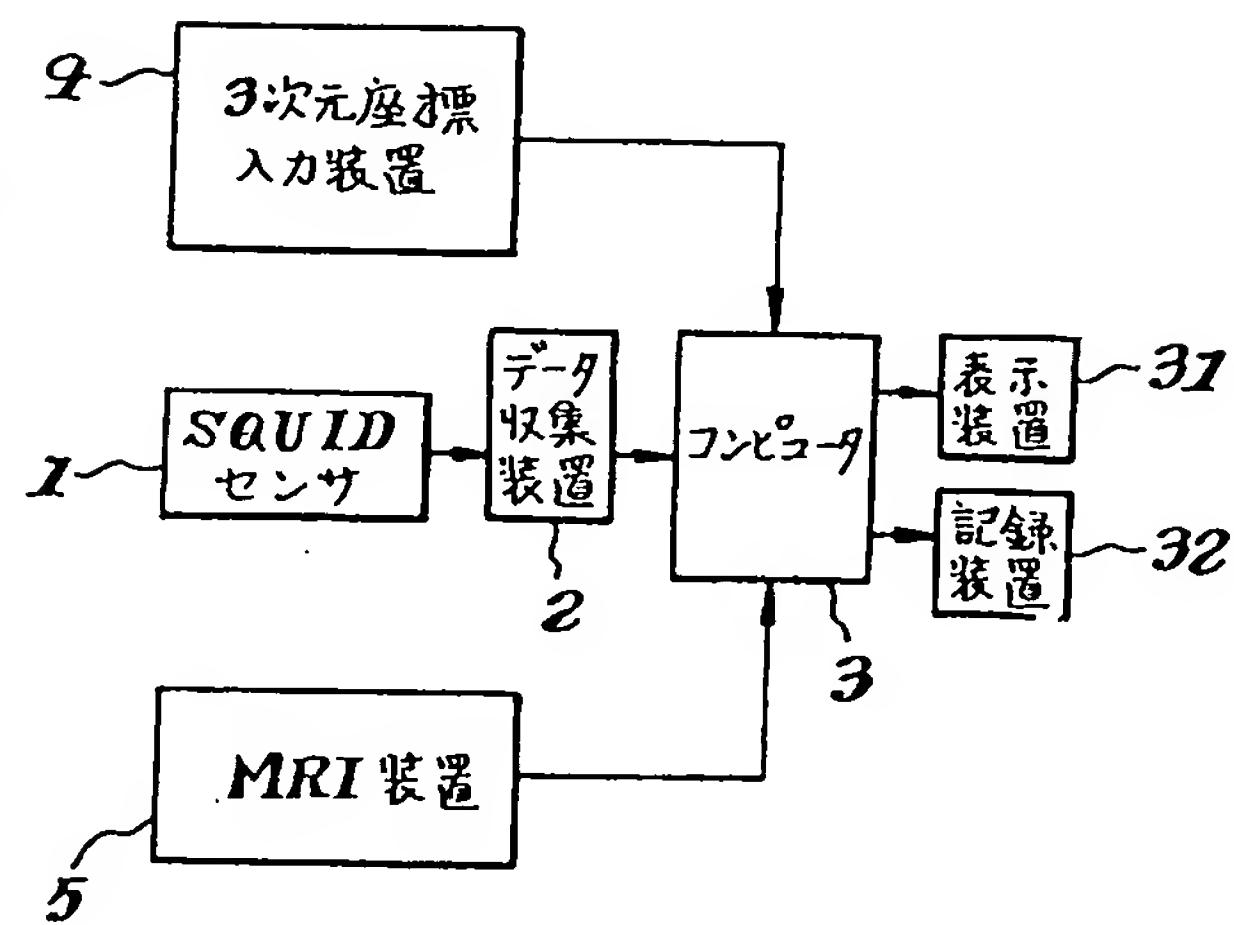
第1図はこの発明の一実施例にかかる全体システムを示すブロック図、第2図は第1図の動作を説明するためのフローチャート、第3図A、Bは脳表構造を表す断層像のスライス面を示す図、第4図は脳表構造を表す各断層像を示す図、第5図は上記実施例におけるセンサのサジタル像への投影を説明するための説明図、第6図は第5図に基づくサジタル像への表示例を示す図、第7図は参考例におけるセンサのサジタル像への投影を説明するための説明図、第8図は第7図に基づくサジタル像への表示例を示す図である。

1…SQUIDセンサ、2…データ収集装置、3

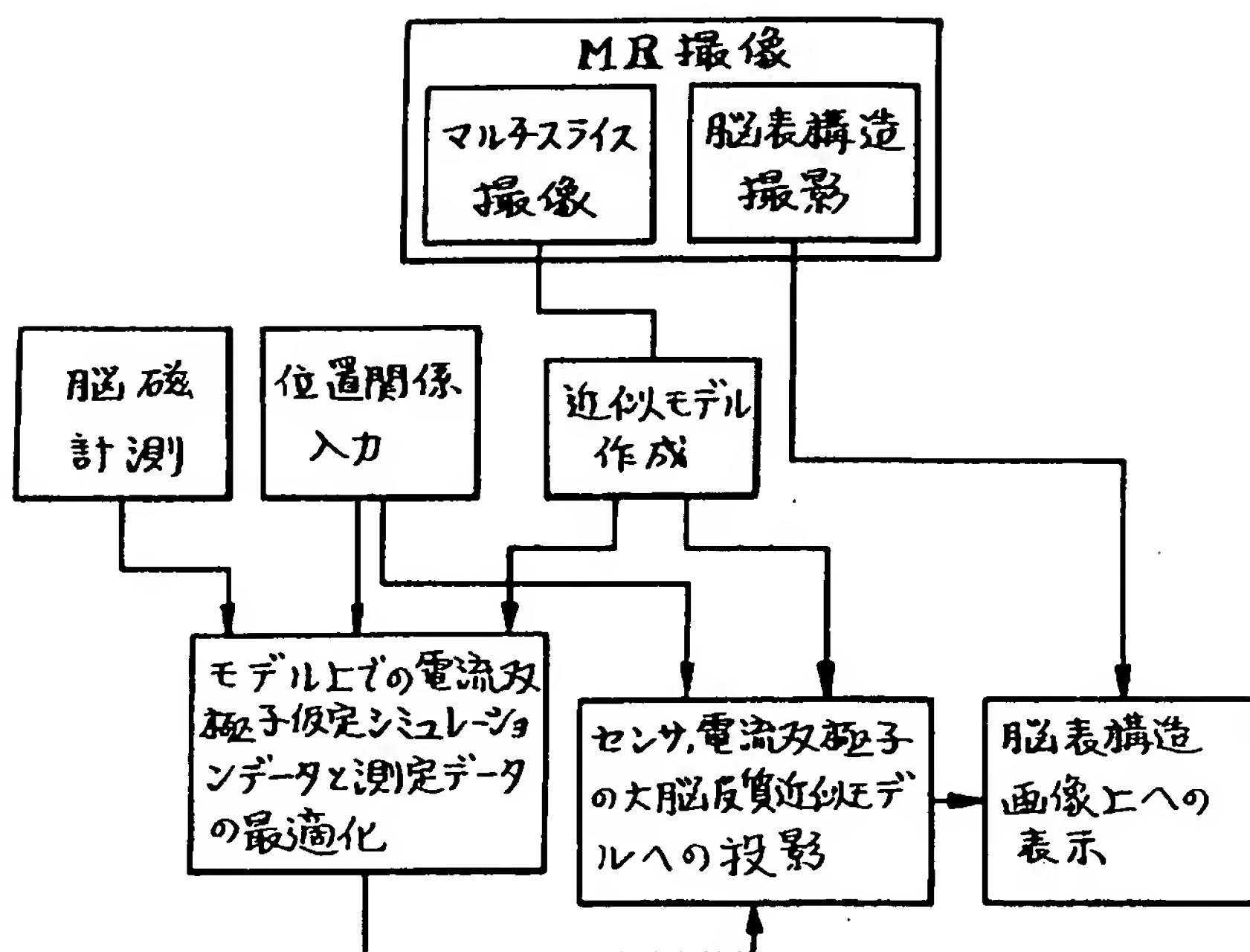
…コンピュータ、4…3次元座標入力装置、5…
MRI装置、31…表示装置、32…記録装置、
5.1…大脳皮質近似モデル、5.2…サジタル像の
スライス面、5.3…SQUIDセンサ。

出願人 株式会社島津製作所
代理人 弁理士 佐藤 祐介

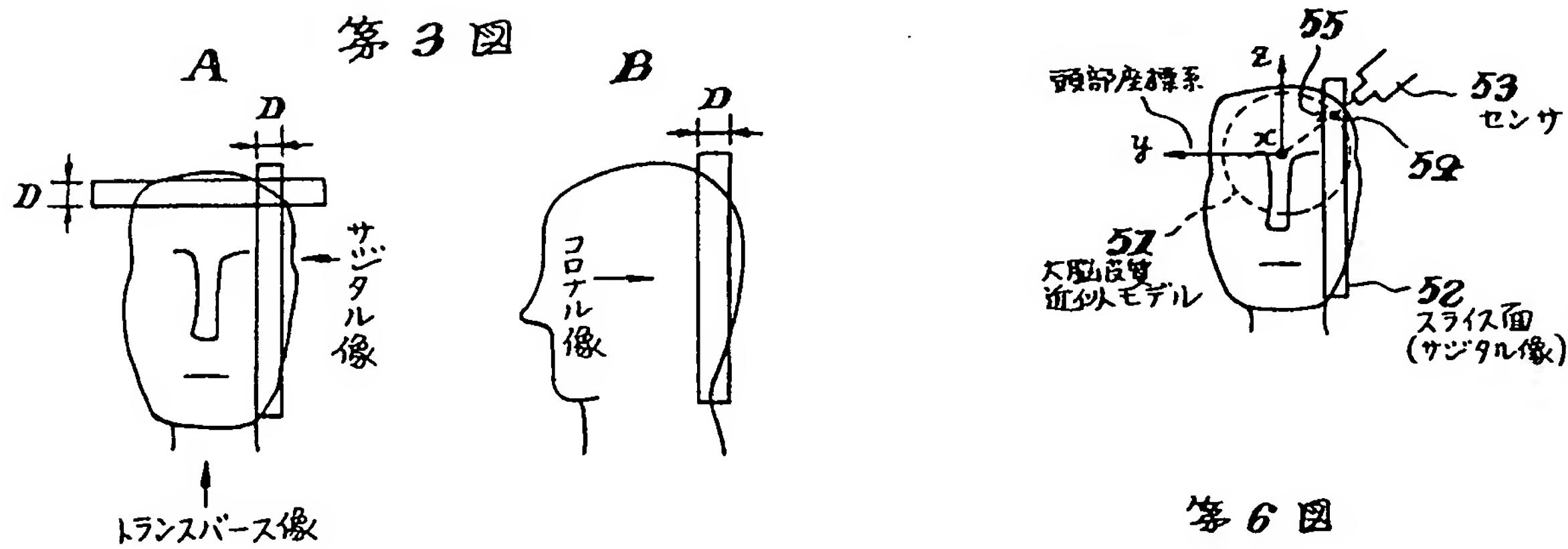
第1図



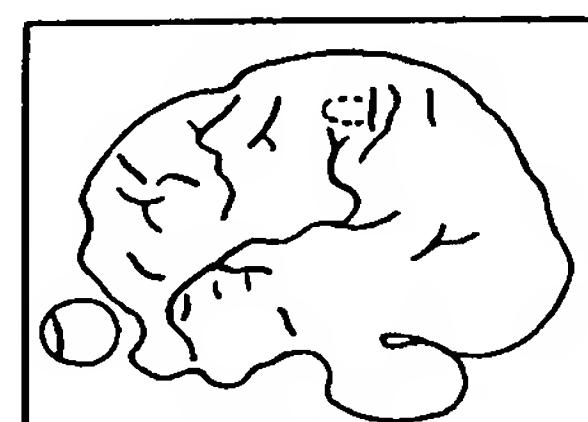
第2図



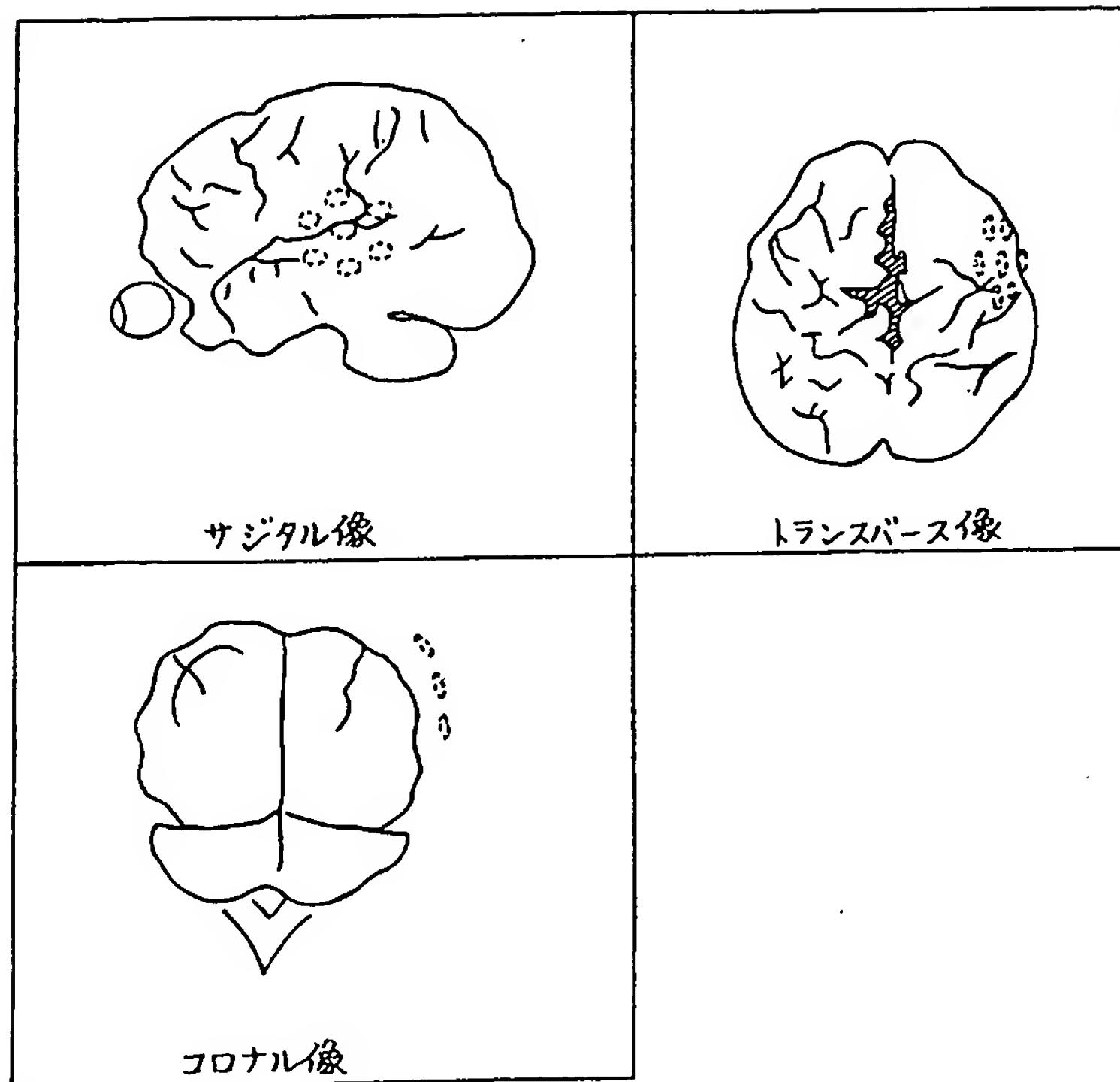
第5図



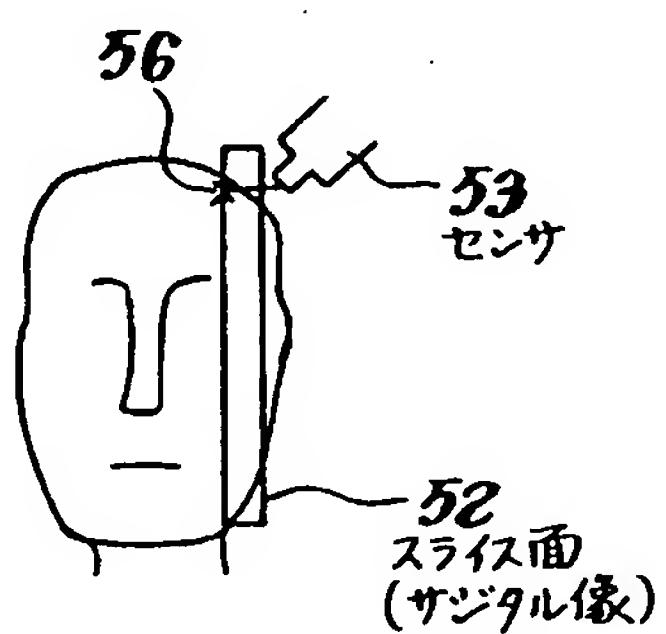
第6図



第 7 図



第 8 図



第 9 図

